

**This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

**Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.**

**Defects in the images may include (but are not limited to):**

- **BLACK BORDERS**
- **TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- **FADED TEXT**
- **ILLEGIBLE TEXT**
- **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- **COLORED PHOTOS**
- **BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS**
- **GRAY SCALE DOCUMENTS**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

51

Int. Cl. 2:

H 01 J 35-04

19

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES



PATENTAMT

DT 24 41 986 A1

11

# Offenlegungsschrift 24 41 986

21

Aktenzeichen:

P 24 41 986.1

22

Anmeldetag:

2. 9. 74

23

Offenlegungstag:

6. 3. 75

30

Unionspriorität:

19 23 31

4. 9. 73 USA 393771

54

Bezeichnung:

Röntgenstrahlungsgenerator großer Apertur

71

Anmelder:

The Machlett Laboratories, Inc., Stamford, Conn. (V.St.A.)

74

Vertreter:

Nickel, G., Dr.phil.; Dorner, J., Dr.-Ing.; Pat. Anwälte, 8000 München

72

Erfinder:

Braun, Martin; Doolittle, Howard Daniel; Stamford, Conn. (V.St.A.)

DT 24 41 986 A1

2441986

PATENTANWÄLTE  
DR. PHIL. G. NICKEL · DR. ING. J. DORNER  
8 MÜNCHEN 15  
LANDWEHRSTR. 35 POSTFACH 104  
TEL (08 11) 555719

München, den 28. August 1974  
Anwaltsaktenz.: 27 - Pat. 91

The Machlett Laboratories Inc., Stamford, Connecticut,  
Vereinigte Staaten von Amerika

---

Röntgenstrahlungsgenerator großer Apertur.

---

Die Erfindung bezieht sich auf einen Röntgenstrahlungsgenerator großer Apertur.

Bei der Aufnahme von Röntgenbildern muß häufig Röntgenstrahlung hoher Intensität während einer verhältnismäßig kurzen Zeitdauer zur Verfügung gestellt werden, beispielsweise während 1/10 Sekunde oder weniger, etwa wenn ein Angiogramm aufgenommen werden soll, um ein Unschärfwerden des Bildes aufgrund einer Bewegung der Blutgefäße des menschlichen Körpers zu verhindern. Für Röntgenaufnahmen des menschlichen Skeletts können längere Belichtungszeiten zugelassen werden, solange es möglich ist, den Patienten ruhig zu stellen. Kürzere Belichtungszeiten machen aber, wenn gute Bilder auf der photographischen Platte erzeugt werden sollen, höhere Strahlungsintensitäten erforderlich, da die zur Erzeugung des Bildes auf der photographischen Platte auftreffende, notwendige Energie für kurze Belichtungszeiten und für längere Belichtungszeiten annähernd gleich bleibt. Dabei ergibt sich die Schwierigkeit, daß nur eine begrenzte Strahlungsintensität mit den gebräuchlichen Drehanoden-Röntgenröhren erzeugt werden kann, da die Gefahr einer Überhitzung der

Auftreffelektrode oder Anode im Bereich des Brennflecks am Auftreffpunkt des Elektronenstrahls auf der Anode besteht. Noch bedeutsamer wird dieses Problem bei Berücksichtigung der Tatsache, daß es für Röntgenbilder hohen Auflösungsvermögens erforderlich ist, daß die Auftreffelektrode oder Anode die Röntgenstrahlung von einer Fläche sehr kleiner Abmessungen emittiert, etwa weniger als  $10 \text{ mm}^2$ , wodurch sich die Temperatur der Auftreffelektrode oder Anode noch mehr erhöht.

Durch die Erfindung soll also die Aufgabe gelöst werden, mit einem Röntgenstrahlungsgenerator kurzzeitig hohe Strahlungsintensitäten zu erzielen, ohne daß die Gefahr einer Beschädigung der Auftreffelektrode oder Anode besteht.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch eine strahlungsdurchlässige Auftreffelektrode, deren Breite vielfach größer als ihre Stärke ist, sowie durch eine Elektronenstrahlerzeugungseinrichtung zum Beschluß der Auftreffelektrode mit Elektronen solcher Energie, daß auf der von der mit Elektronen beaufschlagten Seite abgelegenen Auftreffelektrodenseite eine Röntgenstrahlenemission auftritt. Bei einer Ausführungsform ist die Oberfläche der Auftreffelektrode gegenüber einem Auslaßfenster oder Strahlungsfenster der Röntgenröhre geneigt, wodurch der Anteil der Fluoreszenz-Röntgenstrahlung, welche von der Auftreffelektrode erzeugt wird, relativ zu dem Gesamtspektrum der von der Auftreffelektrode emittierten Röntgenstrahlung erhöht wird. Dadurch ergibt sich eine stärkere Monochromatizität der durch das Strahlungsfenster der Röntgenröhre austretenden Röntgenstrahlung. Eine Kühlung der Auftreffelektrode erfolgt vorzugsweise vermittels eines Trägers, an welchem die Auftreffelektrode angeordnet ist und welcher thermisch leitfähig und für die Röntgenstrahlung durchlässig ist.

Im übrigen bilden zweckmäßige Ausgestaltungen Gegenstand der anliegenden Ansprüche, auf welche zur Vereinfachung und Verkürzung der vorliegenden Beschreibung ausdrücklich hingewiesen wird.

Bei einem Röntgenstrahlungsgenerator zur Erzeugung von Röntgenbildern kann es sehr vorteilhaft sein, eine große spektrale Bandbreite der räumlichen Frequenzen der von der Auftreffelektrode emittierten Strahlung zur Verfügung zu haben (mit Bezug auf eine Abtastung der emittierenden Fläche in Querrichtung). Dies kann mit einer Zonenplatte erreicht werden, wie sie etwa in der US-Patentschrift 3 748 470 angegeben ist und welche die Gestalt eines Schachbretts mit Chirp-Modulation der Abmessungen hat. Es kann aber auch eine Zonenplatte in Form eines exzentrischen Ausschnittes einer Fresnel'schen Platte vorgesehen sein, wobei solche Zonenplatten dazu dienen, die emittierte Röntgenstrahlung räumlich zu modulieren. Die hier angegebene Röntgenröhre kann Vorrichtungen zum Anbringen einer Zonenplatte oder eines anderen Filters zur räumlichen Modulation enthalten, um die Röntgenstrahlung einer Modulation oder Filterung zu unterziehen. Der Röntgenstrahlungsgenerator oder die Röntgenröhre mit der daran angebrachten Zonenplatte wird dann so angeordnet, daß die erzeugte Röntgenstrahlung auf einen Patienten gerichtet ist, hinter welchem eine normale photographische Platte aufgestellt wird, wie sie üblicherweise zur Erzeugung von Röntgenbildern verwendet wird. Aufgrund der Kodierung, welche durch die Zonenplatte erzeugt wird, erhält man eine kodierte photographische Aufzeichnung der inneren Struktur des aufgenommenen Objektes oder des Patienten. Die photographische Aufzeichnung auf der photographischen Platte oder dem Röntgenfilm wird dann zunächst dekodiert, um ein unmittelbar lesbares oder deutbares Bild zu schaffen, das von dem Untersuchenden betrachtet werden kann, um Auskunft über den inneren Aufbau des Objektes oder der untersuchten Person zu erhalten. Im Falle einer aus der Mitte versetzten Zonenplatte mit einem Fresnel'schen Kodierungsmuster geschieht die Dekodierung der photographischen Aufzeichnung oder die Rekonstruktion des Bildes durch Verwendung eines verhältnismäßig einfachen optischen Systems mit einer aus der Mitte versetzten Irisblende und einem Teleskop. Auch kann eine Zonenplatte mit statistischer Einteilung verwendet werden. Weiter ergibt sich

die Möglichkeit, einen Halbtonschirm ( gleiche Abmessungen der durchlässigen und der undurchlässigen Bereiche) zwischen die Zonenplatte und das aufzunehmende Objekt zu stellen, um dieses Objekt für die auftreffende Strahlung mit einer räumlichen Modulation erscheinen zu lassen, so, daß eine höhere räumliche Frequenz gleichsam als Träger überlagert wird, wodurch das mittels des Zonenplattensystems aufgezeichnete Bild des Objektes genauer wird.

Nachfolgend werden einige Ausführungsbeispiele unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher beschrieben. Es stellen dar:

- Fig. 1 in schematischer Abbildungsweise ein Röntgenabbildungssystem mit einem Röntgenstrahlungsgenerator großer Apertur,
- Fig. 2 eine mehr ins Einzelne gehende Darstellung des Röntgenstrahlungsgenerators für das in Figur 1 gezeigte System,
- Fig. 3 eine perspektivische Darstellung eines strömungsmittelgekühlten Trägers für die Auftreffelektrode des Röntgenstrahlungsgenerators nach Figur 2,
- Fig. 4 eine perspektivische Darstellung einer Fresnel'schen Zonenplatte zur Verwendung in einem Röntgenstrahlungsgenerator nach Figur 2,
- Fig. 5 eine perspektivische Darstellung einer "Halbton"-Modulationsplatte zur Verwendung in einem Röntgenstrahlungsgenerator nach Figur 2,
- Fig. 6 eine andere Ausführungsform eines Röntgenstrahlungsgenerators mit einer Auftreffelektrode, deren Oberfläche gegenüber der Achse eines Ausgangsstrahlenbündels geneigt ist,

Fig. 7 eine Abwandlung der Auftreffelektrodenanordnung gegenüber der Ausführungsform nach Figur 6 mit einer konischen, in der axialen Längenerstreckung verkürzten Auftreffelektrode und

Fig. 8 und 9 graphische Darstellungen der Emissionsreinheit und der relativen Intensität der emittierten Strahlung von Molybdän- und Zerkiumauftreffelektroden zur Verwendung in dem System nach Figur 1 in Abhängigkeit vom Austrittswinkel.

In Figur 1 ist das Röntgenstrahlungs-Abbildungssystem mit 20 bezeichnet und enthält einen Röntgenstrahlungsgenerator 22. Aus Figur 2 ist ersichtlich, daß der Röntgenstrahlungsgenerator 22 eine Röntgenröhre 24 aufweist, welche sich in einem Gehäuse 26 befindet und von einer Ölfüllung 28 umgeben ist, welche den Zwischenraum zwischen der Röntgenröhre und dem Gehäuse 26 ausfüllt und zur Isolation gegenüber der elektrischen Hochspannung dient, die von der Spannungsquelle 30 bereitgestellt wird. Die Röntgenröhre 24 weist einen Glaskolben 32 auf, der dicht an eine aus Metall gefertigte Basis 34 angesetzt ist, die eine Trägerplatte 36 enthält, um die Röntgenröhre 24 vakuumdicht abzuschließen. Eine dünne Auftreffelektrode 38 erstreckt sich über den Querschnitt der Röntgenröhre 24 hinweg und besitzt demgemäß eine Breite, welche vielfach größer als ihre Stärke ist. Die Auftreffelektrode 38 hat die Gestalt einer dünnen Folie oder eines Films aus einem schweren, bei Elektronenbeschuss Röntgenstrahlen emittierenden Element, beispielsweise aus Wolfram oder aus Gold oder aus einem Werkstoff, der auch ein leichteres, Röntgenstrahlen emittierendes Element, etwa Zerkium oder Molybdän, enthalten kann. Auf der dem Vakuumraum der Röntgenröhre zugekehrten Seite ist das die Auftreffelektrode bildende Material als Belag auf die Trägerplatte 36 aufgebracht. Die Auftreffelektrode 38 ist als strahlungsdurchlässige Elektrode zu bezeichnen, da sie dünn genug ist, um die auf einer Seite angeregten Röntgenstrahlen zur gegenüberliegenden Oberfläche der Auftreffelektrode durchzulassen. Während bei dem hier gezeigten Ausführungsbeispiel die Trägerplatte 36 zur Abstützung

der Auftreffelektrode 38 dient, können auch andere Haltemittel vorgesehen sein, etwa, gemäß einer nicht dargestellten Ausführungsform, ein Rahmen, der am Rand der Auftreffelektrode 38 befestigt ist, wobei das Bauteil 38 die Gestalt einer dünnen Folie hat. Vorzugsweise wird jedoch eine Trägerplatte 36 verwendet, da sie eine bessere Kühlung der Auftreffelektrode 38 ermöglicht. Eine Kathode 40 wird mittels einer Kathodenheizung 42 erhitzt und besitzt eine so große emittierende Oberfläche, daß die gesamte Auftreffelektrode 38 beaufschlagt wird. Die Kathode 40 emittiert Elektronen, welche auf im wesentlichen zueinander parallelen Wegen unter dem Einfluß einer elektrischen Potentialdifferenz beschleunigt werden, die zwischen der Kathode 40 und der Auftreffelektrode 38 mittels einer durch Leitungen 44 und 46 angeschlossenen Spannungsquelle 30 erzeugt wird. Ein mit der Spannungsquelle 30 verbundener Einstellknopf 47 ermöglicht die Justierung der zwischen den Anschlußleitungen 44 und 46 liegenden Spannung, um die Energie der erzeugten Röntgenstrahlung einstellen zu können. Nahe dem Dichtspalt zwischen dem Glaskolben 32 und der aus Metall bestehenden Basis 34 der Röntgenröhre ist eine Abschirmung 48 vorgesehen, um die Dichtung 50 zwischen den genannten Teilen der Röntgenröhre vor den von der Kathode 40 emittierten Elektronen zu schützen.

Die Trägerplatte 36 ist vorzugsweise aus Leichtmetall, beispielsweise aus Aluminium oder aus Berillium gefertigt, welches gegenüber den von der Auftreffelektrode 38 emittierten Röntgenstrahlen durchlässig ist, jedoch eine ausreichende Festigkeit und Steifigkeit besitzt, um die Auftreffelektrode 38 in ihrer Lage zu halten und den atmosphärischen Druck gegenüber dem Vakuum innerhalb der Röntgenröhre 24 aufzunehmen. Die Kathodenheizung 42 wird von einer Heizstromquelle 52 mit elektrischem Strom versorgt und wird eingeschaltet, bevor der Röntgenstrahlungsgenerator 22 in Betrieb genommen wird, um die Kathode 40 vor der Zuführung eines Spannungsimpulses von der Spannungsquelle 30 aufzuheizen. Die Zeitdauer des Energieimpulses wird auf die von der Spannungsquelle 30 gelieferte Spannung und auf die Dicke und Zusammensetzung des in Figur 1 gezeigten, mit



dem System 20 abzubildenden Objektes 54 abgestimmt. Wie bereits erwähnt, ist die Auftreffelektrode 38 so dünn ( in der Größenordnung von) 13 Mikron), daß die auf einer Seite angeregte Röntgenstrahlung durch die Auftreffelektrode 38 hindurch gelangen kann und in Richtung auf den abzubildenden Gegenstand 54 emittiert wird. Andererseits ist aber die Auftreffelektrode 38 dick genug, um die auftreffenden Elektronen abzubremesen. Ein Strahlungsfenster 68, welches aus einem Werkstoff niedriger Atomordnungszahl, etwa aus Aluminium, besteht und daher gegenüber den erzeugten Röntgenstrahlen durchlässig ist, ist an einem Ende des Gehäuses 26 angeordnet und dichtet die Ölfüllung 28 in dem Gehäuse 26 ab, während eine Ausbreitung der Strahlung aus der Röntgenröhre 24 zu dem Objekt 54 hin ermöglicht wird.

Die Verwendung der Auftreffelektrode 38 und der Trägerplatte 36 bedingt einen einfachen mechanischen Aufbau, da keine Drehanodenkonstruktion erforderlich ist. Außerdem ermöglicht die geringe Stärke der Auftreffelektrode 38, welche in gut wärmeleitender Verbindung zu der Trägerplatte 36 steht, eine intensivere Kühlung der Auftreffelektrode 38 und damit die Handhabung größerer Leistungen gegenüber bekannten Röntgenröhrenkonstruktionen. Das Kühlvermögen der Trägerplatte 36 kann dadurch erhöht werden, daß ein Strömungsmittel, beispielsweise ein Öl, durch Kanäle 56 innerhalb der Trägerplatte 36 geleitet wird, wie aus dem Figuren 2 und 3 ersichtlich ist. Figur 3 zeigt dabei in perspektivischer Darstellung einen Schnitt durch die Trägerplatte entsprechend der in Figur 2 angedeuteten Schnittebene 3-3, derart, daß die Kanäle 56 sichtbar werden. Vorteilhafterweise wird die Trägerplatte 36 in der Weise hergestellt, daß zwei Scheiben bereitgestellt werden, in deren eine die Kanäle 56 eingefräst werden, so daß sich das in Figur 3 dargestellte Aussehen ergibt, wonach die beiden Scheiben durch Schweißung, Lötung, Klebung oder Verschraubung miteinander verbunden werden. Die Ausmündungen des Kanals oder der Kanäle 56 werden über eine Armatur 60 mit zwei Anschlußnippeln 62, welche in die Mündungen der Kanäle 56 eingesteckt sind, mit einer zwei Leitungsadern besitzenden Strömungsmittelleitung 58 verbunden,

welche an eine Pumpe 64 angeschlossen ist, die von einem Vorratsbehälter 66 aus das Öl durch die Kanäle der Trägerplatte 36 pumpt.

Aus Figur 1 ist zu ersehen, daß längs der optischen Achse des Röntgenstrahlungsgenerators 22 außerhalb desselben eine Zonenplatte 69 und ein Halbtonschirm 70 angeordnet sind, die genauer in den Figuren 4 und 5 dargestellt sind. Der Halbtonschirm 70 befindet sich zwischen der Zonenplatte 69 und dem abzubildenden Objekt 54 und zwar näher an diesem als an der Zonenplatte 69, um für die einfallende Strahlung eine modifizierte Ansicht des Objektes 54 zu bieten, welches in schmale Bereiche aufgeteilt zu sein scheint, ähnlich einem Mosaik, welches ein Spektrum verhältnismäßig hoher räumlicher Frequenzen besitzt. Ein solches Spektrum der räumlichen Frequenzen wirkt sich zusammen mit der Zonenplatte 69 in vorteilhafter Weise dahingehend aus, daß ein besseres Bild erhalten wird, als bei einem zu dem abzubildenden Objekt 54 gehörenden Spektrum niedriger räumlicher Frequenzen. Die von der Zonenplatte 69, dem Halbtonschirm 70 und dem abzubildenden Objekt 54 modulierte Röntgenstrahlung trifft auf eine photographische Platte 72 auf und erzeugt dort ein kodiertes Bild ähnlich einem auf der photographischen Platte aufgezeichneten Hologramm.

Beispielsweise sei die Verwendung des Abbildungssystems 20 zur Angiographie betrachtet, mittels welcher ein Teil des menschlichen Körpers untersucht werden soll. Der abzubildende Gegenstand 54 ist also als der zu untersuchende Teil des menschlichen Körpers anzusehen. Bei der Angiographie wird ein Farbstoff oder Kontrastmittel, beispielsweise Jod, dem Patienten verabreicht, da durch dieses die Röntgenstrahlung absorbiert wird und sich deutlichere Schattenbilder des Organes oder Blutgefäßes gegenüber denjenigen Schatten ergeben, welche von anderen Gewebeteilen geworfen werden, welche in unterschiedlichem Maße das Jodkontrastmittel absorbiert haben. In diesem Falle wird Zerium oder ein Oxid davon, welches oft als "Zeria" bezeichnet wird, als Material für die Auftreffelektrode 38 verwendet,

nachdem das Röntgenstrahlenemissionsspektrum von Zerium in vorteilhafter Weise auf das Absorptionsspektrum von Jod abgestimmt ist. Die Fluoreszenzemissionslinien von Zerium (aufgrund des Sprunges eines Elektrons einer äußeren Schale des Zeriumatoms in eine Leerstelle einer inneren Schale, angeregt durch das Bombardement der von der Kathode 40 emittierten Elektronen) treten im wesentlichen im Scheitel der Röntgenstrahlenabsorptionskurve von Jod in der bekannten graphischen Darstellung der Jod-Röntgenstrahlungsabsorption als Funktion der eintreffenden, zu absorbierenden Strahlung in eV auf. Auf diese Weise wirkt die Auswahl von Zerium als Material für die Auftreffelektrode 38 und von Jod als Kontrastmittel in dem abzubildenden Gegenstand zur Erzielung eines deutlichen Bildes des Patienten zusammen, wobei das Auflösungsvermögen und die Schärfe sich aus den monochromatischen Eigenschaften der auf den abzubildenden Gegenstand treffenden Strahlung und aus der Auswahl der Energie oder der Frequenz der einfallenden Strahlung ergeben, welche gleich der Energie bzw. der Frequenz im Scheitel des Absorptionsspektrum ist, welches das Kontrastmittel aufweist, welches dem Patienten verabreicht worden ist.

In Figur 6 ist eine gegenüber der Ausführungsform nach Figur 2 abgewandelte Ausführungsform der Röntgenröhre dargestellt, welche hier mit 24A gezeichnet ist. Die Röntgenröhre 24A enthält ein berührungslos arbeitendes Gitter 74 in Form eines Ringes oder eines Zylinders, dessen Achse mit der Längsachse der Röntgenröhre 24A zusammenfällt. Die Kathodenheizung bzw. der Kathodenheizdraht ist mit 42A bezeichnet. Die Kathode, welche gegenüber der Darstellung nach Figur 2 abgewandelt ist, trägt die Bezugszahl 40A und ist so geformt, daß die Emissionswege der Elektronen leichter durch die Gitterelektrode 74 so gesteuert werden können, daß die Auftreffelektrode 38A gleichförmig beaufschlagt wird, wobei sich die Auftreffelektrode 38A auch hier auf einem Trägerkörper 36A als Belag befindet. Der Durchmesser der Gitterelektrode 74 ist annähernd dem Abstand zwischen der Gitterelektrode und der Kathode 40A gleich. Vermittels der Gitterelektrode 74 erzielt man eine bessere Steuerung

der Modulation des Elektronenstrahls zur Erzielung schärferer Impulse, da die Spannungsquelle 30 dann nicht mehr die anliegende Hochspannung zwischen der Kathode 40A und der Auftreffelektrode 38A impulsweise einschalten und ausschalten muß. Eine an sich bekannte Schaltung, welche als Gitterimpulsgenerator 76 bezeichnet ist, liefert eine Potentialdifferenz gegenüber der Kathode 40A an die Gitterelektrode 74, um die gewünschte Modulation des Elektronenstrahls zu erreichen.

Die Röntgenröhre 24A ist in einem Gehäuse 94 untergebracht, welches beispielsweise aus Blei gefertigt ist und die Röntgenstrahlung abschirmt, wobei eine Ölfüllung 96 zur elektrischen Isolation zwischen dem Gehäuse 94 und einem Glaskolben 98 der Röntgenröhre 24A vorgesehen ist. Das Gehäuse 94 reicht bis zu einer Basis des Trägers 36A, derart, daß die emittierte Strahlung auf diejenige Richtung beschränkt wird, in welcher die Zonenplatte 96 gelegen ist. Der Träger 36A ist dicht an den Kolben 98 der Röntgenröhre angesetzt und bildet einen Teil des unteren Abschnittes 100 der Röntgenröhre 24A. Der untere Abschnitt der Röntgenröhre dient auch zum Abdichten der die Ölfüllung 96 enthaltenden Kammer, so daß außerhalb des Gehäuses 94 Flanschen 102 angeordnet werden können, mittels welchen die Zonenplatte 96 über Schrauben 106 und Muttern 104 angeschlossen werden kann, wobei mittels der Schraubverbindung ein Vorsprung oder Flansch 108 der Zonenplatte gegen den unteren Röhrenabschnitt 100 festgezogen wird. Wie in der Schaltung nach Figur 2 ist auch hier die Spannungsquelle 30 über die Anschlußleitungen 44 und 46 an die Kathode 40A bzw. an den unteren Röhrenabschnitt 100 gelegt. In der Schaltung nach Figur 6 ist die Anschlußleitung 46 geerdet, so daß sich der untere Röhrenabschnitt 100 und die Auftreffelektrode 38A auf Erdpotential befinden. Auf diese Weise wird es möglich, die Zonenplatte 96 nach Wunsch durch eine Bedienungsperson befestigen oder abnehmen zu lassen, je nach dem, welche apparative Anordnung für die Untersuchung der verschiedenen Körperpartien des Patienten notwendig ist. Nachdem die von der Spannungsquelle 30 erzeugte Potentialdifferenz bis zu

150 Kilovolt betragen kann, muß ein besonders ausgebildeter Transformator 110 zur Speisung des Kathodenheizfadens vorgesehen sein, welcher ausreichend isoliert ist, um eine Spannungsdifferenz von 150 Kilovolt zwischen Primärwicklung und Sekundärwicklung aufnehmen zu können. Dieser Transformator ist zwischen die Heizstromquelle 52A und die Kathodenheizung 42A geschaltet. Die Mittellanzapfung der Primärwicklung des Transformators 110 ist geerdet, während die Mittellanzapfung der Sekundärwicklung des Transformators 110 mit der Zuleitung 44 der Hochspannungsquelle verbunden ist.

Die Auftreffelektrode 38A und der Träger 36A besitzen beide Flächen, welche einen bestimmten Neigungswinkel gegenüber der Längsachse der Röntgenröhre 24A einnehmen. Die von der Röntgenröhre 24A nach außen abgegebene Strahlung wird von der Auftreffelektrode 38A unter einem bestimmten Winkel zu ihrer Oberfläche emittiert, wobei dieser Winkel vorzugsweise in der Größenordnung von  $80^\circ$  bis  $85^\circ$  relativ zur Normalen der betreffenden Fläche beträgt. Wie weiter unten anhand der Figuren 8 und 9 erläutert wird, verändert sich das Spektrum der Strahlung, welches von der Oberfläche der Auftreffelektrode 38A emittiert wird, abhängig von dem Blickwinkel oder Austrittswinkel der Strahlung relativ zu der Strahlung emittierenden Oberfläche. Man kann feststellen, daß Röntgenstrahlung, welche unter einem Streifwinkel von etwa  $5^\circ$  bis  $10^\circ$  emittiert wird, einen höheren Prozentsatz an Fluoreszenz-Röntgenstrahlung oder Fluoreszenz-Spektrallinien relativ zum Gesamtspektrum der Röntgenstrahlung enthält als dies für die Strahlung der Fall ist, welche unter anderen Winkeln relativ zur Oberfläche der emittierenden Auftreffelektrode der Fall ist. Bei der Ausführungsform nach den Figuren 6 und 7 wird auch die von der Auftreffelektrode 38A erzeugte Bremsstrahlung in der Richtung der Röhrenachse abgedämpft, da hier eine größere Stärke des Auftreffelektrodenmaterials in Richtung der Röhrenachse von der Strahlung zu durchlaufen ist. Dadurch wird die Stärke der Bremsstrahlung, welche die Zonenplatte 69 erreicht, weiter abgeschwächt. Auf diese Weise wird erreicht, daß die Strahlung, welche in einer Richtung im wesentlichen parallel zur Achse der Röntgenröhre 24A

festzustellen ist, stärker monochromatische Eigenschaften besitzt, was, wie bereits ausgeführt wurde, für die Röntgenographie sehr vorteilhaft ist.

Die Auftreffelektrode 38A weist eine 20 Mikron bis 40 Mikron dicke Schicht aus einem Material auf, welches ein Röntgenstrahlung emittierendes Element niedrigerer Atomordnungszahl, beispielsweise Zerium oder Molybdän, enthält. Solche Elemente erzeugen eine ausgeprägtere  $K_{\alpha}$ -Emissionslinie als Elemente höherer Atomordnungszahl, beispielsweise Wolfram. Hierdurch ergibt sich eine höhere Intensität der Röntgenstrahlen, beispielsweise mit Energien von 34 keV, wie sie in der Angiographie gebracht werden und welche unmittelbar durch Elektronenbombardement der Auftreffelektrode 38A erzeugt werden, während demgegenüber die Auftreffelektrode 38 nach Figur 2 härtere Röntgenstrahlen erzeugt. Beispielsweise liegen im Falle einer 20 Mikron dicken Molybdänschicht die  $K_{\alpha}$ -Emissionslinien bei etwa 17,5 keV. Bei Beschuss mit Elektronen von 35 bis 40 keV konzentriert sich 95 % der gesamten Strahlung auf Photonenenergien im Bereich von 14 keV bis 20 keV. Durch Beschuss einer 40 Mikron dicken Zeriumschicht mit Elektronen einer Energie von 70 keV wird ein Spektrum der Strahlung unter einem Austrittswinkel von  $80^{\circ}$  gegenüber der Normalen zur Oberfläche der Zeriumschicht erzeugt, welches 70 % seiner Energie im Bereich von 33 bis 40 keV aufweist. Dieses Zerium-Emissionsspektrum entspricht dem Bereich maximaler Absorption im Spektrum von Jod, so daß Jod das ideale Röntgenkontrastmittel zur Verwendung in Verbindung mit einer Zerium-Röntgenstrahlungsquelle ist.

Die Neigung der Oberflächen wird in der Röntgenröhre 24A dadurch erreicht, daß der Träger 36A und die Auftreffelektrode 38A konische Gestalt erhalten. Es sei darauf hingewiesen, daß die Neigung der Oberfläche der Auftreffelektrode 38A den weiteren Vorteil besitzt, daß die Gesamtfläche, welche von den Elektronen der Kathode 40A beaufschlagt wird, vergrößert werden kann, so daß die Intensität der Röntgenstrahlung erhöht wird.

Betrachtet man wieder das Abbildungssystem 20 nach Figur 1, so erkennt man, daß ein optisches System 116 vorgesehen ist, mittels welchem aus dem auf der Filmplatte 72 aufgezeichneten Hologramm oder der kodierten Photographie ein unmittelbar zu deutendes Bild auf einem Schirm oder einer Filmplatte 118 rekonstruiert wird. Das optische System 116 enthält eine Lichtquelle 120 zur Erzeugung einer kohärenten Strahlung, vorzugsweise in Form eines Lasers, eine Sammellinse 122, welche die Lichtstrahlung durch eine Irisblende 124 führt, wonach die Lichtstrahlen auf eine zweite Sammellinse 126 treffen, welche die Strahlung in einem Brennpunkt 128 sammelt. Die photographische Platte 72 wird entwickelt und dann hinter die Linse 126 gebracht, so daß die Lichtstrahlen, welche von der Sammellinse 126 ausgehen, auf ihrem Weg zu dem Brennpunkt 128 die photographische Platte 172 durchdringen. Ein Teleskop 130 mit einer Plankonvexlinse 132 und einer Sammellinse 134 sind mit ihrer optischen Achse 136 in einem bestimmten Winkel zur optischen Achse der Linse 126 angeordnet. Mittels des Teleskops 130 ist die gebeugte Lichtstrahlung zu beobachten, welche in der Richtung der Achse 136 durch eine Irisblende 138 fällt, so daß mittels des Teleskops dieses Licht auf dem Schirm 118 zur Abbildung gelangt. Das optische System 116 dient zur Dekodierung der mittels der Zonenplatte 69 kodierten Bilder, wobei für diesen Fall die Zonenplatte die Gestalt eines aus der Mitte versetzten, Fresnel'schen Musters hat. Findet in dem Abbildungssystem 20 eine andere Zonenplatte mit einem anderen Muster zur räumlichen Modulation der Strahlung Verwendung, so müssen auch andere Dekodierungsmittel oder angepaßte Filter vorgesehen sein, etwa wie sie in der schon erwähnten US-Patentschrift 3 748 470 angegeben sind. Die Orientierung des Teleskops 130 längs der im Winkel zur Achse des Lasers und der Sammellinse 126 stehenden optischen Achse 136 entspricht der Versetzung des Zentrums der Fresnel'schen Platte aus der Achse. Das Licht, welches im Brennpunkt 128 gesammelt wird, wird von dem undurchlässigen Teil der Irisblende 138 aufgehalten, so daß dieser Teil des Lichtes nicht zur Rekonstruktion des Bildes auf dem Schirm 118 verwendet wird. Wie aus Figur 1 zu erkennen ist,

2441986

läßt sich mittels der aus der Achse versetzten Fresnel'schen Zonenplatte ein kodiertes Bild auf einer photographischen Platte 72 erzeugen, das in vorteilhafter Weise durch einfache optische Mittel wieder dekodiert werden kann.

Aus den Figuren 4 und 5 ist zu sehen, daß die Zonenplatte 69 und der Halbtorschirm 70 durch Ablagern eines bleihaltigen Materials auf einer Trägerplatte hergestellt werden können. Gemäß Figur 4 ist das abgelagerte Material 140 auf einem Träger 142 der Zonenplatte 69 angeordnet. In Figur 5 sind die abgelagerten Bereiche mit 144 bezeichnet und auf einem Träger 146 angeordnet. In der schematischen Darstellung nach Figur 1 ist gezeigt, daß die photographische Platte 72 an einer Kette 148 über Rollen 150 in eine Entwicklungskammer 152 geführt wird, in welcher die photographische Platte 172 entwickelt wird, wobei gleichzeitig eine Verkleinerung gegenüber der ursprünglichen Bildgröße der photographischen Platte 72 vorgenommen werden kann, um die Auflösung und Schärfe zu verbessern.

In Figur 7 ist eine andere Ausführungsform des unteren Röhrenabschnittes gezeigt, welcher gegenüber der Auftreffelektrode 38A nach Figur 6, abgewandelt ist und in Axialrichtung eine Verkürzung des Kegels der Anodenanordnung aufweist, indem gleichsam der Kegel im Scheitelpunkt längs der Achse nach innen gestülpt oder eingefaltet ist. Bei dieser Ausführungsform sind der Träger mit 36B und die Auftreffelektrode mit 38B bezeichnet. Bei dieser Ausführungsform sind die Flächen der Auftreffelektrode 38B gegenüber der Längsachse der Röntgenröhre genauso geneigt, wie bei der Ausführungsform nach Figur 6. Demgemäß wird dieselbe Verbesserung der monochromatischen Eigenschaften erzielt, da die unter einem Streifwinkel austretende Emissionsstrahlung der Oberfläche der Auftreffelektrode 38B verwertet wird. Es sei darauf hingewiesen, daß die Neigung der Oberfläche eine verbesserte Monochromatizität unabhängig davon bewirkt, ob nun der Werkstoff für die Auftreffelektrode 38B ein schweres, Röntgenstrahlung emittierendes Element, wie Gold oder Wolfram ist oder ob das Material ein leichteres,

509810/0885



Röntgenstrahlung emittierendes Element, wie Zerkium oder Molybdän, enthält. Aufgrund der starken Fluoreszenzlinie im Emissionsspektrum von Molybdän oder von Zerkium ergibt die Bestrahlung dieser Elemente niedriger Atomordnungszahl mit den Elektronen der Kathode 40A gemäß Figur 6 eine bedeutend größere Monochromatizität als sie normalerweise mit Gold- oder Wolfram-Auftreffelektroden erzielbar ist. Der größte Teil der Gesamtenergie der emittierten Röntgenstrahlung findet sich im Bereich der  $K_{\alpha}$ -Emissionslinien von Molybdän- oder Zerkium-Auftreffelektroden. Demgemäß stellt die Röntgenröhre 24A der Ausführungsform nach Figur 6 oder die verkürzte Ausführungsform gemäß Figur 7 eine sehr vorteilhafte Röntgenstrahlungsquelle zur Verwendung in Verbindung mit Kontrastmitteln, beispielsweise Jod, zur Untersuchung des menschlichen Körpers dar.

Eine gute Bildqualität wird bei dem Abbildungssystem 20 nach Figur 1 dadurch erzielt, daß die Zonenplatte 69 gleichmäßig durch die Strahlung des Röntgenstrahlungsgenerators 22 bestrahlt wird. Ein Maßnahme zur Erzielung einer solchen gleichförmigen Bestrahlung ist bereits in Figur 6 aufgezeigt und besteht in der Verwendung des Steuergitters 74. Eine andere Möglichkeit zur Erzielung einer gleichförmigen Elektronenbestrahlung besteht in der Verwendung magnetischer Fokussierungsfelder, welche entweder alleine oder in Verbindung mit dem Steuergitter 74 zur Wirkung kommen. Ein solches magnetisches Fokussierungssystem ist in Figur 2 angedeutet und enthält einen Magneten 154, der ein in Richtung der Längsachse des Gehäuses 26 orientiertes Magnetfeld erzeugt. Der Magnet 154 enthält eine Spule, welche von einer Stromquelle 156 mit Strom versorgt wird, die ihrerseits wieder von einem Zeitgeber 158 gesteuert wird. Der Zeitgeber 158 liefert auf eine Leitung 160 Steuersignale, welche periodische Änderungen des Spulenstromes in demselben Zeitabschnitt veranlassen, in welchem der Zeitgeber 158 die Hochspannungsquelle 30 zur Beaufschlagung der Röntgenröhre 24 auslöst. Die periodischen Veränderungen des Spulenstromes in dem Elektromagnet 154 bewirken eine periodische Ausbreitung und Zusammenziehung oder Konzentration des Elektronenstroms, welcher auf die Auftreffelektrode 38 gerichtet ist, wodurch

Unregelmäßigkeiten des Elektronenstroms ausgeglichen werden, welche von einer mangelhaften Steuerung des Elektronenstroms durch das elektrostatische Feld innerhalb der Röntgenröhre 24 oder von einer nicht gleichförmigen Emission von der Kathode herrühren.

Eine andere Form der Steuerung des Elektronenstrahls zur Vergleichmäßigung der Bestrahlung der Auftreffelektrode ist in Figur 6 gezeigt und enthält die Magnetpaare 162 und 164. Die Magneten 162 und 164 sind so angeordnet, daß sie ihre magnetischen Felder senkrecht zueinander und in einer Ebene aufbauen, die senkrecht zur Längsachse der Röntgenröhre 24A steht. Eine Stromquelle 156A versorgt die Magneten in Abhängigkeit von Signalen eines Zeitgebers 158A mit Strom. Der Zeitgeber 158A gibt an die Stromquelle 156A Steuersignale in solcher Weise ab, daß die magnetischen Felder sich während der Zeitdauer, in welcher der Zeitgeber 158A die Gitterimpulsquelle 76 zur Einschaltung des Elektronenstrahls innerhalb der Röntgenröhre 24A veranlaßt, periodisch verändern. Die Stromquelle 156A liefert an die Elektromagneten 162 und 164 Ströme veränderlicher Amplituden, wobei durch die richtige Phasenbeziehung zwischen diesen Strömen erreicht werden kann, daß der Elektronenstrahl in der Röntgenröhre entweder nach einer Rasterabtastung oder nach einer Spiralabtastung magnetisch abgelenkt wird. Diese periodische Ablenkung des Elektronenstrahls bewirkt einen Ausgleich von Unregelmäßigkeiten im Elektronenstrom und dadurch eine gleichförmige Bestrahlung der Auftreffelektrode 38A, die wiederum eine gleichförmige Röntgenstrahlung an die Zonenplatte 69 abzugeben vermag.

In den Figuren 8 und 9 sind graphische Darstellungen gezeigt, in welchen die Reinheit des Röntgenstrahlungsspektrums, welches durch eine Röntgenstrahlung emittierende Auftreffelektrode, beispielsweise durch die Auftreffelektrode 38 nach Figur 2 oder die Auftreffelektrode 38A nach Figur 6, erzeugt wird, in Abhängigkeit von dem Austrittswinkel oder Blickwinkel aufgetragen ist, unter welchem die emittierte Strahlung beobach-

2441986

tet wird, wobei dieser Blickwinkel gegenüber einer Normalen zur Oberfläche der Auftreffelektrode gemessen wird. Figur 8 stellt das Ergebnis der Messungen dar, die für eine Auftreffelektrode erhalten werden, welche eine 20 Mikron dicke Molybdänschicht aufweist, während Figur 9 das Ergebnis in entsprechender Darstellungsweise für eine 40 Mikron dicke Zerkiumschicht wiedergibt. In den Figuren 8 und 9 sind abhängig vom Austrittswinkel oder dem Betrachtungswinkel außerdem die Intensität der Strahlung im Spektrumsbereich der  $K_{\alpha}$ -Linien und die Intensität der Bremsstrahlung eingezeichnet. Die Reinheitskurve entspricht der im Spektrumsbereich der  $K_{\alpha}$ -Linien gemessenen Intensität, dividiert durch die Gesamtintensität von Bremsstrahlung und  $K_{\alpha}$ -Linien-Emissionsstrahlung. Es sei bemerkt, daß die Reinheitskurve ein Maximum im Bereich von  $80^{\circ}$  bis  $85^{\circ}$  des Austrittswinkels hat und, wie zuvor im Zusammenhang mit den Figuren 6 und 7 angegeben wurde, stellt dieses Maximum der Reinheitskurve einen der Gründe dar, aus welchen die Oberfläche der Auftreffelektrode 38 gegenüber der Längsachse der Röntgenröhre geneigt wird. Die Reinheitskurve ist also ein Maß für die monochromatische Eigenschaft der emittierten Strahlung.

Die Zonenplatte 58 des Abbildungssystems nach Figur 1, welche ein aus der Mitte versetztes Fresnel'sches Muster aufweist, besitzt einen Linienabstand entsprechend einer mittleren Anzahl von etwa 20 Linien je Zentimeter. Ist der Halbtonschirm 70 des Abbildungssystems nach Figur 1 auf halber Strecke zwischen der Zonenplatte 58 und der photographischen Platte 72 angeordnet, so gibt man ihm eine Liniendichte von etwa 40 Linien je Zentimeter. Um Bilder hoher Qualität durch eine ausreichende Liniendichte oder einen entsprechenden Linienabstand auf dem Halbtonschirm 70 zu erreichen, wird die Liniendichte auf den Halbtonschirm nach folgender Regel gewählt: Man multipliziert, um zur Liniendichte des Halbtonschirms zu kommen, die mittlere Liniendichte der Zonenplatte mit einem Faktor, der den relativen Abständen zwischen der Zonenplatte 58, dem Halbtonschirm 70 und der photographischen Platte 72

2441986

entspricht, wobei dieser Faktor der Abstand zwischen Zonenplatte 58 und photographischer Platte 72, dividiert durch den Abstand zwischen der Zonenplatte 58 und dem Halbtonschirm 70 ist.

Patentansprüche

1. Röntgenstrahlungsgenerator großer Apertur, gekennzeichnet durch eine strahlungsdurchlässige Auftreffelektrode (38 bzw. 38A bzw. 38B), deren Breite vielfach größer als ihre Stärke ist, sowie durch eine Elektronenstrahlerzeugungseinrichtung (40, 42 bzw. 40A, 42A) zum Beschuß der Auftreffelektrode mit Elektronen solcher Energie, daß auf der von der mit Elektronen beaufschlagten Seite abgelegenen Auftreffelektrodenseite eine Röntgenstrahlenemission auftritt.
2. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß ein Kühlsystem (36, 56, 58, 64 bzw. 36A, bzw. 36B) für die Auftreffelektrode (38 bzw. 38A bzw. 38B) vorgesehen ist.
3. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Kühlsystem einen sich längs der Auftreffelektrode (38 bzw. 38A bzw. 38B) erstreckenden und die Auftreffelektrode abstützenden Träger (36 bzw. 36A bzw. 36B) enthält, der aus einem Werkstoff besteht, welches wärmeleitfähig und gegenüber Röntgenstrahlung durchlässig ist.
4. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Träger (36) Kanäle (56) enthält, durch welche ein Kühlmittel hindurchleitbar (64, 58) ist.
5. Röntgenstrahlungsgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß im Abstand von der Auftreffelektrode (38A bzw. 38B) Abschirmmittel vorgesehen sind, mittels welchen nur derjenige Teil der von der Auftreffelektrode emittierten Strahlung ausblendbar ist, der unter einem Streifwinkel von der Oberfläche der Auftreffelektrode austritt (Figuren 6 und 7).
6. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Auftreffelektrode (38A bzw. 38B) unter

einem bestimmten Winkel gegenüber der Achse der den Röntgenstrahlungsgenerator verlassenden Strahlung angeordnet ist (Figuren 5 und 6).

7. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine Oberfläche der Auftreffelektrode (38A bzw. 38B) im wesentlichen kegelförmige Gestalt besitzt.

8. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Spitze der Kegelform der Auftreffelektrode (38B) nach einwärts gerichtet oder eingestülpt ist (Figur 7).

9. Röntgenstrahlungsgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß nahe dem Weg der von der Elektronenstrahlerzeugungseinrichtung (40, 42 bzw. 40A, 42A) erzeugten Elektronen eine Steuervorrichtung (154 bzw. 162, 164) zur Modulation des auf die Auftreffelektrode gerichteten Elektronenstroms angeordnet ist.

10. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Modulationsvorrichtung (162, 164) Mittel zur Veränderung der Richtung des Elektronenstroms aufweist.

11. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Modulationsvorrichtung Mittel zur Veränderung der Intensität des die Auftreffelektrode bestrahlenden Elektronenstroms enthält.

12. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Modulationsvorrichtung (154) Mittel zur Veränderung der räumlichen Verteilung der Intensität des die Auftreffelektrode bestrahlenden Elektronenstrahls enthält.

13. Röntgenstrahlungsgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß mit bestimmtem Abstand von der Auftreffelektrode (38A bzw. 38B) eine Befestigungsvorrichtung (100, 102, 104, 106) zur Anbringung eines Fensters

- 21 -

2441986

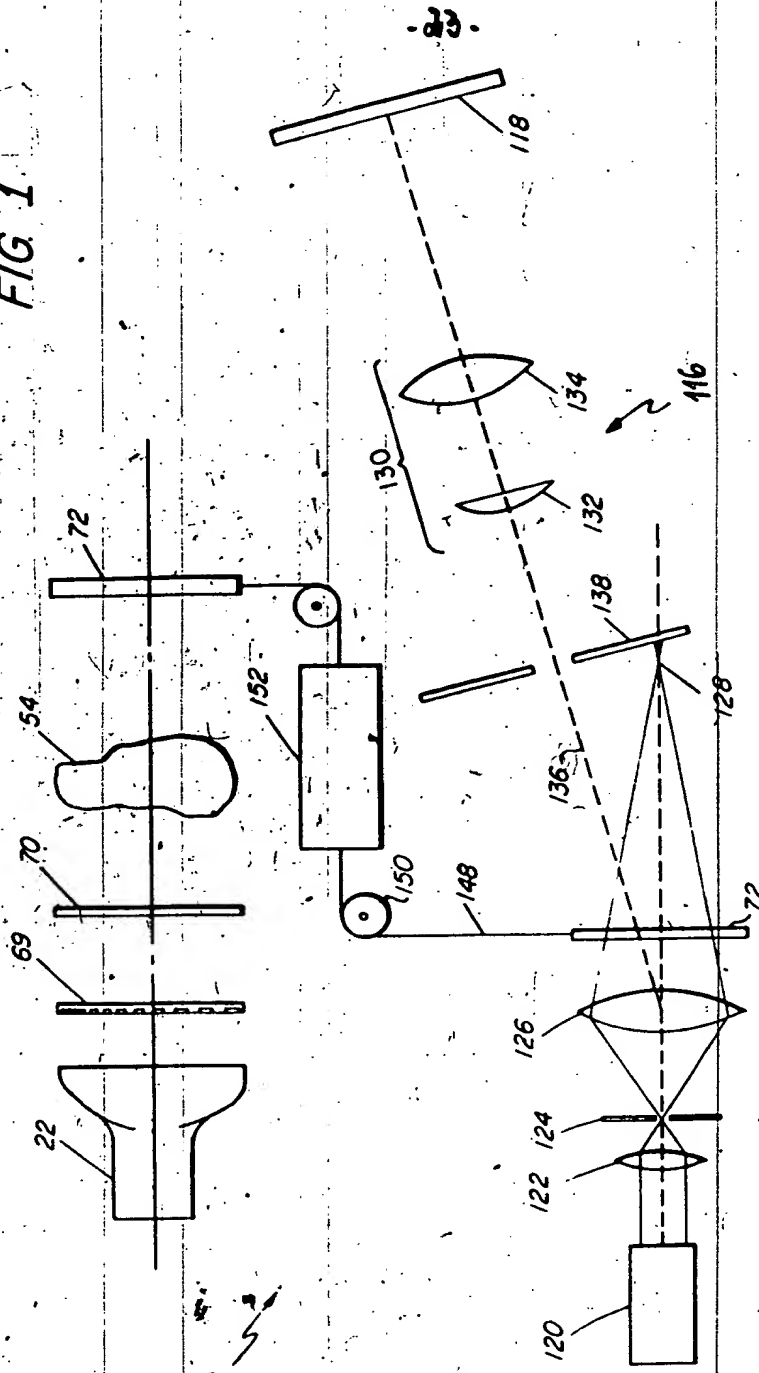
zur räumlichen Modulation der emittierten Strahlung vorgesehen ist.

14. Röntgenstrahlungsgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Auftreffelektrode einen Werkstoff, welcher bei Elektronenbeschuß Fluoreszenzröntgenstrahlung emittiert, enthält oder aus solchem Werkstoff besteht.

15. Röntgenstrahlungsgenerator nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Fluoreszenzröntgenstrahlung emittierende Werkstoff ein Element mit einer Atomordnungszahl ist, welche derjenigen von Molybdän oder Zirkon gleich ist oder größenordnungsmäßig nahe liegt.

2441986

FIG. 1



509810/0885

Applicant: The Machlett Laboratories Inc, Stanford  
 Inventor: The Machlett Laboratories Inc, Stanford



2441986

- 24.

FIG. 4

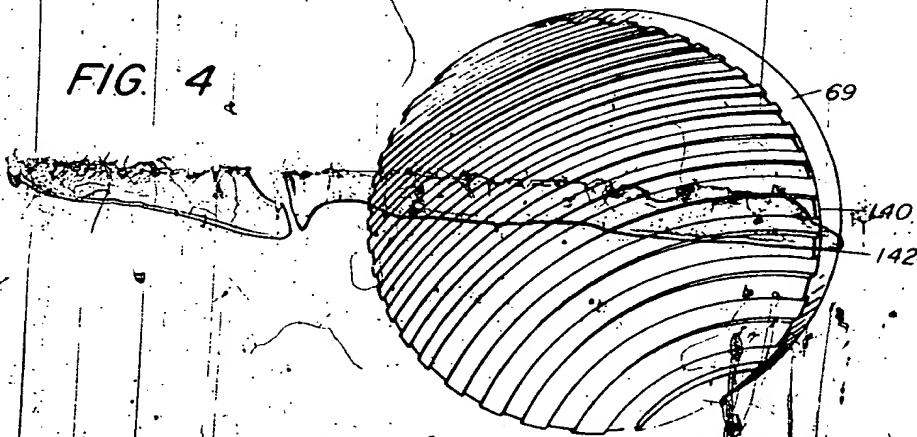
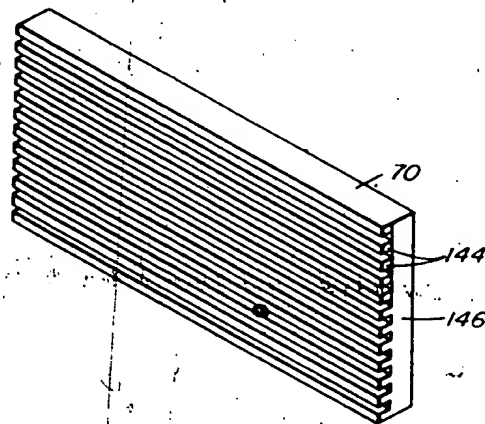


FIG. 5



Applicant: The Schlett Laboratories Inc., Stanford  
Anwaltskanz.: 27 - Pat. 01

509810/0885

FIG. 6

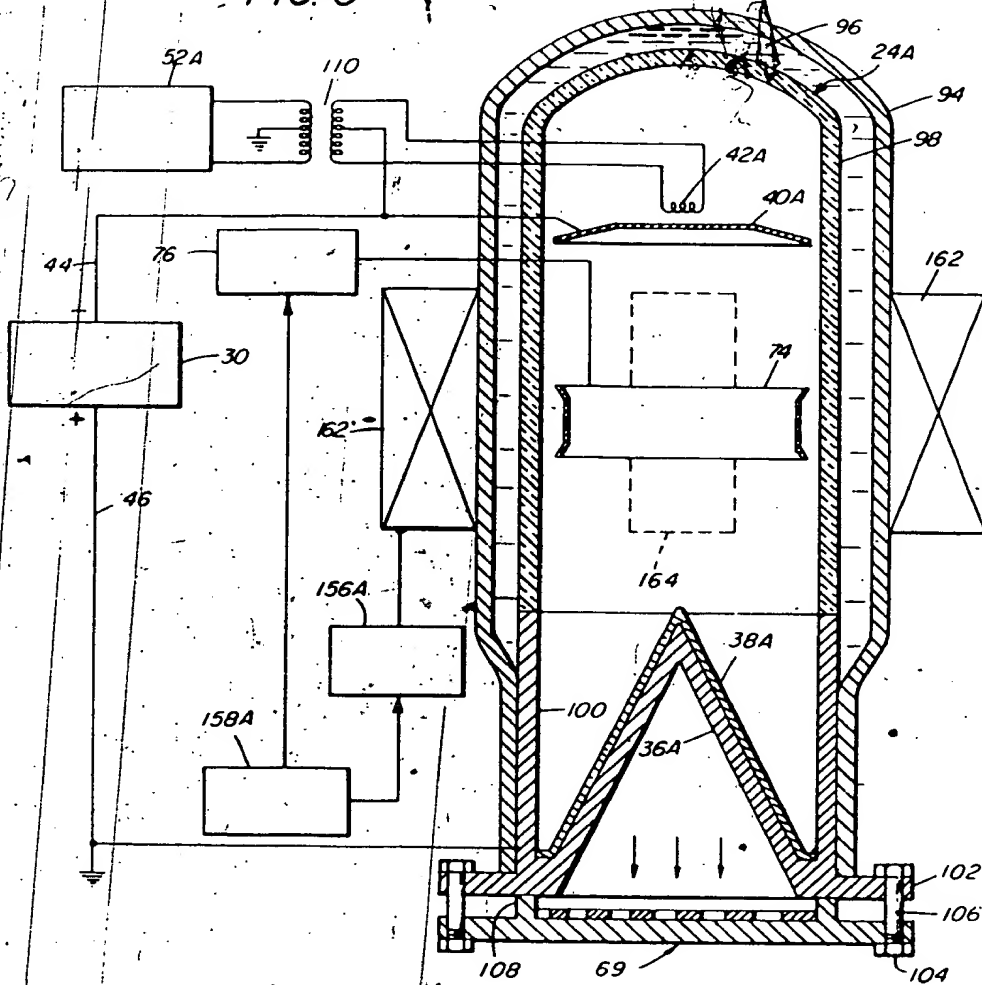
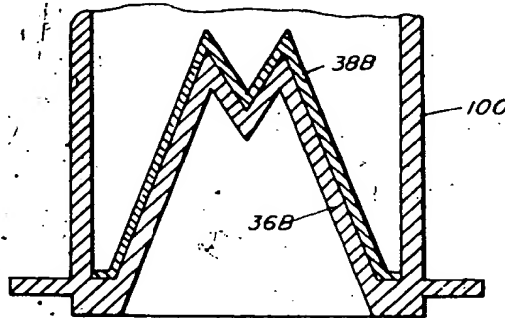


FIG. 7



Applicant: Th. Schlett Laboratories Inc., Stanford  
 Anwaltskanzlei: 27 - 1st. 91

509810/0885

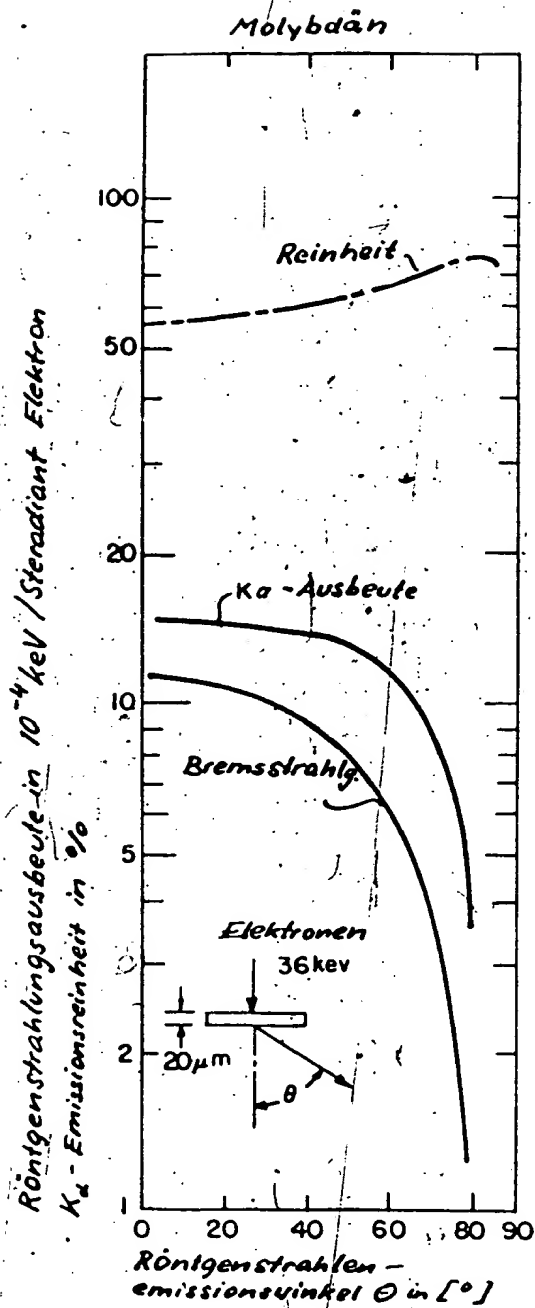


FIG. 8

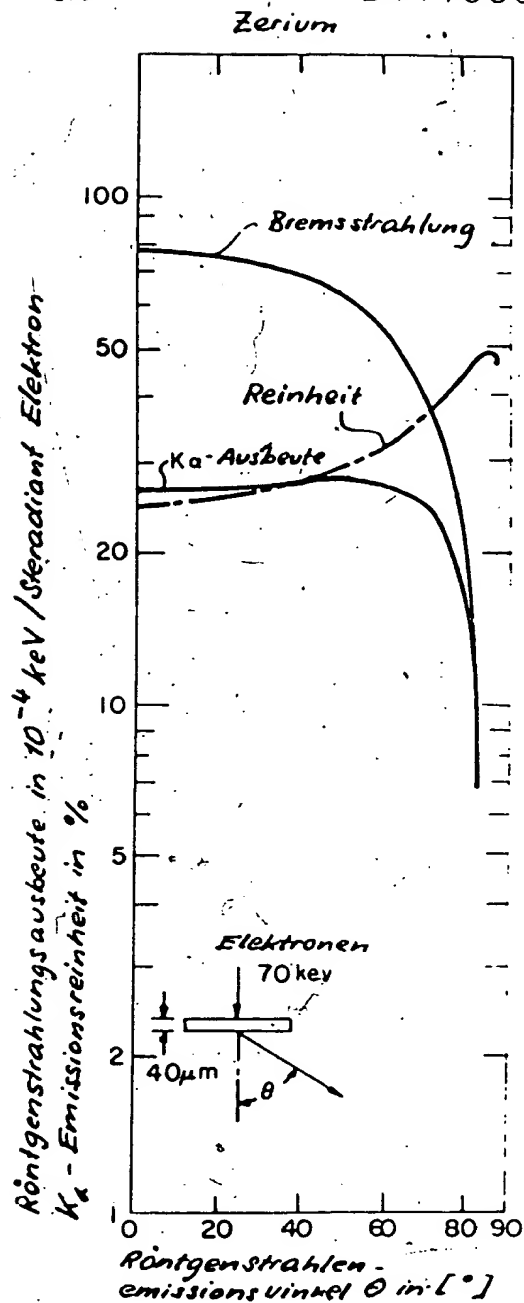


FIG. 9

509810/0885

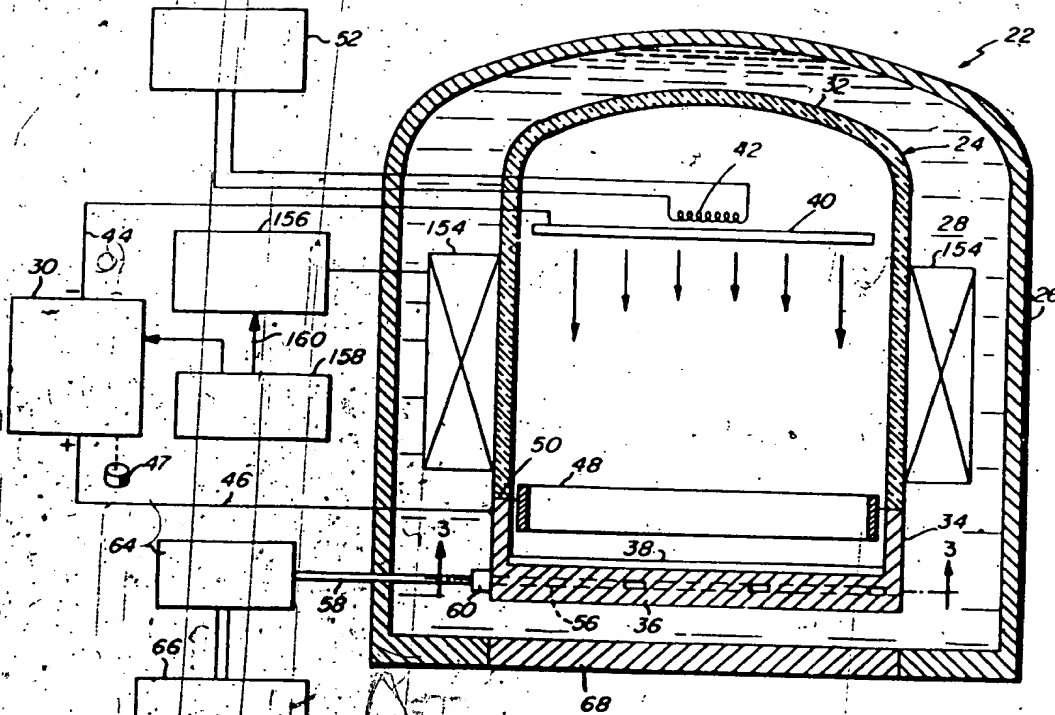
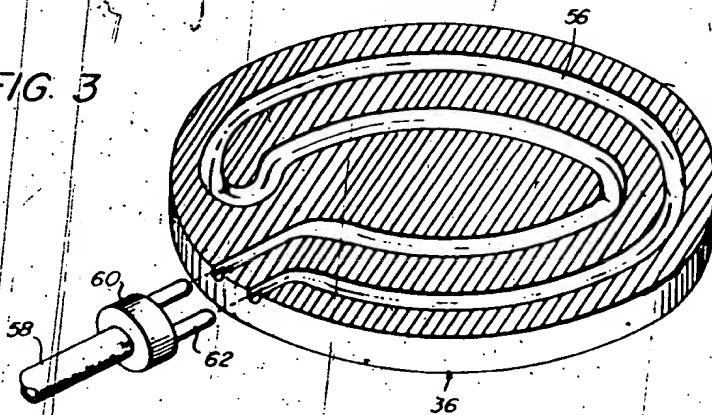


FIG. 2

FIG. 3



509810/0885

Anmelder: The Machlett Laboratories Inc, Stamford  
Anwaltsaktanz.: 27 - Pat. 91

01.10.84 AT:02.02.1974 DT:06.03.1975

Дефект оригинала

## C L A I M S

1. A large-aperture X-ray radiation generator characterized by a radiation-passing target electrode (38 or 38A or 38B) whose width is multiple times more than its thickness, and also by an electronic beam generation device (40, 42 or 40A, 42A) for bombarding the target electrode with electrons of such the energy that the X-ray emission occurs at a target electrode side removed from its side subjected to electrons.

2. A X-ray radiation generator according to Claim 1, characterized in that a cooling system (36, 56, 58, 64 or 36A, or 36A, 36B) is provided for the target electrode (38 or 38A or 38B).

3. A X-ray radiation generator according to Claim 2, characterized in that the cooling system comprises a support (36 or 36A or 36B) extending along the target electrode (38 or 38A or 38B), which cooling system is made of a heat-conductive and X-ray radiation passing material.

4. A X-ray radiation generator according to Claim 3, characterized in that the support (36) has bores (56) through which a cooling agent (64, 58) can pass.

5. A X-ray radiation generator according to any one of Claims 1 to 4, characterized in that shielding means are provided at a distance from the target electrode (38A or 38B), using which shielding means it is possible to quench only a portion of the radiation emitted by the target electrode, which portion goes out of a surface of the target electrode at an angle of tangency.

6. A X-ray radiation generator according to Claim 5, characterized in that the target electrode (38A or 38B) is arranged at a determined angle relative to an axis of the radiation going out of a target generator (Figs. 5 and 6).

7. A X-ray radiation generator according to Claim 6, characterized in that at least one surface of the target electrode (38A or 38B) has generally a shape of a cone.

8. A X-ray radiation generator according to Claim 7, characterized in that a tip of the cone-like shape of the target electrode (38A or 38B) is directed inwardly or is bent.

9. A X-ray radiation generator according to any one of Claims 1 to 8, characterized in that a control device (154 or 162, 164) is arranged near a course of

passing the electrons generated by the electron beam generation device (40, 42, or 40A, 42A), for modulating an electron stream directed to the target electrode.

10. A X-ray radiation generator according to Claim 9, characterized in that the modulation device (162, 164) has means to change a direction of the electron stream.

11. A X-ray radiation generator according to Claim 9, characterized in that the modulation device comprises means to change the intensity of the electron beam irradiating the target electrode.

12. A X-ray radiation generator according to Claim 9, characterized in that the modulation device (154) comprises means to change a spatial distribution of the intensity of the electron beam irradiating the target electrode.

13. A X-ray radiation generator according to any one of Claims 1 to 12, characterized in that a securing device (100, 102, 104, 106) is provided at a determined distance from the target electrode (38A or 38B), for placing a window for spatial modulation of the emitted radiation.

14. A X-ray radiation generator according to any one of Claims 1 to 13, characterized in that the target electrode contains a material which during electron bombardment generates a fluorescent X-ray radiation, or is made of such a material.

15. A X-ray radiation generator according to Claim 14, characterized in that the fluorescent X-ray radiation generating material is an element having an atomic serial number equal to that of molybdenum or cerium, or is close thereto in value.